

Necesidad y factibilidad del estudio automatizado de secuencias de imágenes ecocardiográficas bidimensionales

PROCESAMIENTO DE IMAGENES

J. J. Aranda
G. Montes de Oca
G. M. Rodríguez

Instituto Central de Investigaciones Digitales (ICID), Ciudad de La Habana, Cuba

Se propone una alternativa factible para poder realizar el estudio cuantitativo de la contractilidad segmentaria del ventrículo izquierdo utilizando técnicas de procesamiento de imágenes en una estación de trabajo para estos fines. Se explica la importancia diagnóstica que tiene este estudio en las cardiopatías isquémicas, las razones que llevan a la necesidad de encontrar una solución automatizada al problema y los trabajos realizados, que sirven de base para el desarrollo de los medios de cómputo y la prueba de aseguramiento de programas que permitan llegar a una solución final adecuada.

A feasible alternative to the quantitative study of the wall movement of the left ventricle by using image processing techniques with a workstation dedicated to this end is proposed. The importance of this study in the diagnosis of ischemic heart disease and the reasons which give rise to the necessity of an automated solution to this problem are explained. Also, we describe all the work carried out that allowed us to determine the hardware and software requirements for a final adequate solution.

Recibido: febrero de 1992

Introducción

El estudio de la **contractilidad segmentaria del ventrículo izquierdo (VI)** tiene una influencia decisiva en el diagnóstico de muchas patologías, siendo significativo en la **cuantificación de las áreas infartadas** así como en otras cardiopatías isquémicas y miocardiopatías. Existe una claramente definida asociación¹ entre el movimiento anormal de las paredes y la extensión de la isquemia (infarto).

En Cuba, las **cardiopatías isquémicas** constituyen una de las principales causas de muerte. Los estudios que se realizan de la contractilidad segmentaria (CS) son fundamentalmente cualitativos y se hacen o por métodos angiográficos -que son considerados el "prototipo dorado", pero que son altamente invasivos y de muy pocas

probabilidades de uso en el estudio continuado de pacientes con infarto agudo-; o por cámara gamma -con su correspondiente radiación acumulativa que limita la frecuencia con la que pueden obtenerse los ventriculogramas-; o por especialistas en ecocardiografía que solo pueden realizar una evaluación del paciente basándose en su gran experiencia.

Con la introducción masiva de los sistemas de procesamiento de imágenes médicas SAIV (sistema automatizado de imágenes ventriculares) y EcoGraf (sistema automatizado de imágenes ecocardiográficas) en la red de hospitales, se ha dado un salto cualitativo en esta dirección, aunque en el caso que se está estudiando, ambos sistemas se ven limitados, pues sólo procesan los dos momentos principales del ciclo cardiaco; **telediástole** -punto de mayor

cantidad de sangre en el VI- y telesistole -punto en que el VI ha expulsado la sangre hacia la arteria aorta y de ahí a todo el cuerpo.

Ecocardiografía como método de diagnóstico

Las técnicas ecocardiográficas se han convertido en una herramienta de diagnóstico fundamental en cardiología durante los últimos años debido a:

- o Ausencia de efectos colaterales.
- o Bajo costo y simplicidad de ejecución de esta prueba.
- o Relativo confort a los pacientes.
- o Minimización de peligrosas repeticiones de radiaciones.

Esto ha dado lugar a un diagnóstico de rutina en prácticamente todas las investigaciones cardiológicas.

A partir del eco pueden realizarse deducciones importantes sobre el funcionamiento y el tamaño del corazón, además, la ecocardiografía es también una de las pocas tecnologías de producción de imágenes que es lo suficientemente rápida como para producir en tiempo real imágenes de objetos dinámicos.

Es cierto que la calidad de las imágenes ecocardiográficas no puede compararse a otras imágenes médicas (angiografía, por ejemplo), siendo esta su principal desventaja, incluyendo baja resolución espacial y altos niveles de ruido.

El análisis matemático de las características del ruido y las fuentes de distorsión involucradas en la generación de imágenes ultrasónicas revela,²⁻⁷ un número de aberraciones características:

(a) Reflexión no uniforme del haz de ultrasonido de diferentes partes del tejido miocárdico, debida a: la degradación del haz entre su fuente y el tejido, el ángulo entre el haz y la superficie reflectante y las partes del miocardio en sí que se encuentran debajo de otras o de otros tejidos. Otros factores complicantes son las reflexiones de otros órganos cercanos que aparecen conectados a él.

(b) Ruido de granos (*speckle noise*) derivado de la no homogeneidad estructural del tejido, que puede producir características de impulso.

(c) Distorsiones inherentes al sistema y a la instrumentación: errores de calibración, en la circuitería, en el muestreo, otros. Hay errores producto del desplazamiento angular del haz, así como ruido aditivo gaussiano blanco que también debe considerarse.

En los últimos años se han realizado grandes mejoras a la calidad del diseño de los transductores ultrasónicos y en el equipamiento electrónico, pero aún con estas, continúan obteniéndose imágenes de baja calidad en algunos pacientes.

Necesidad de automatizar el estudio de la contractilidad segmentaria

Mucho valor tiene en un diagnóstico adecuado la evaluación cualitativa por un observador experimentado. Sin embargo, para la evaluación cuantitativa de índices funcionales como la CS (análisis del movimiento del endocardio y del grosor de las paredes), se hace necesaria, la determinación precisa de los contornos endocárdico y epicárdico al menos durante el ciclo cardíaco completo. Esta operación se puede realizar por especialistas entrenados trazando con un cursor habilitado sobre la imagen el contorno correspondiente en cada una de las imágenes del ciclo cardíaco. Este enfoque de trabajo tiene en su contra:

- o Gran variabilidad encontrada entre observadores diferentes (interobservador).
- o Un mismo observador en diferentes momentos (intraobservador).
- o Carga de tedio (fuente de grandes errores) y elevado consumo de tiempo de la detección manual de estos contornos.

Estas razones son las que han provocado que en los últimos años se haya desatado una intensa investigación sobre métodos automáticos y semiautomáticos para la detección de los contornos en las imágenes ecocardiográficas.²⁻⁷

Problemas a resolver

El primer problema a resolver en el estudio de la CS es el de la adquisición adecuada de las imágenes que se estudiarán. Para realizar esta tarea pueden tomarse dos grandes enfoques:

1. Utilización de una máquina reproductora de video que pueda trabajar cuadro a cuadro.

2. Digitalización de las imágenes con su consiguiente almacenamiento en la memoria de la computadora.

En la primera variante, los requerimientos de costo de la computadora decrecen al no tener necesidad de almacenamiento masivo de información, pero tiene el inconveniente de requerir un equipo adicional con el que pueden surgir problemas de acoplamiento.

Teniendo en cuenta el bajo costo de la técnica digital, se configuró una estación de trabajo compatible con IBM AT y con 2 Mbyte de memoria RAM, a la cual se acopló una tarjeta digitizadora de imágenes de la firma Data Translation DT 2803, que tiene la posibilidad de digitizar un cuadro de video en tiempo real (33 ms norma NTSC), convirtiéndolo en una matriz de 240 líneas de 256 bytes cada una, siendo cada byte un pixel con 64 posibles tonos de gris de resolución.

Para poder capturar según el esquema un ciclo cardíaco completo, debe tenerse en cuenta la velocidad con la que realmente se posee una imagen -o sea, el tiempo que se emplea en capturarla y en salvarla desde la memoria del digitizador hacia la de la computadora- y la frecuencia cardíaca del paciente, que puede variar desde 40 hasta más de 100 latidos por minuto.

La limitación del equipamiento utilizado provoca que se obtenga una secuencia de hasta 16 cuadros en 2 s, con una frecuencia de 125 ms (33 de adquisición y el resto de salvaguarda) entre dos cuadros consecutivos.

La frecuencia cardíaca tiene influencia decisiva en la determinación de cuáles imágenes se utilizarán para el análisis del paciente, pues en el tiempo muestreado pueden ocurrir más de dos ciclos completos, siendo responsabilidad del médico elegir adecuadamente el comienzo de la captura del ciclo -disparo del QRS en la derivación D II- así como las imágenes inicial y final del ciclo en estudio.

Esta limitación se resuelve con una estación de trabajo que capture la secuencia de cuadros en tiempo real. No obstante, el presente trabajo tiene aplicabilidad práctica inmediata en el diagnóstico y la doble finalidad de permitir la prueba de los algoritmos más adecuados.

Del problema de la captación se genera, sin embargo, un subproblema interesante y que ha sido abordado en otros trabajos del grupo:¹⁰ la compresión de la secuencia de 16 cuadros de 61,440 bytes cada uno (1 Mbyte, aproximadamente) de forma tal

que pueda almacenarse en discos flexibles convencionales un grupo de estas secuencias con objetivos diversos. En esta compresión pueden aprovecharse las redundancias existentes entre cuadros sucesivos de la secuencia, lo que hace pensar en la obtención de elevadas razones de compresión.

El segundo problema está dado por el ruido y la distorsión, que pueden provocar errores significativos cuando se trata de realizar la búsqueda automática de los contornos del ventrículo izquierdo.

Un enfoque para la solución de este problema es la utilización de algoritmos convencionales de filtraje de imágenes aplicados a cada uno de los cuadros seleccionados como pertenecientes a la secuencia, y en particular, su aplicación a los correspondientes al ciclo en estudio. Se realizó un amplio análisis de filtros reportados en la literatura clásica de procesamiento de imágenes⁸ tales como:

- o Pasa bajo
- o Mediana
- o Gradiente de Robert
- o Gradiente de Sobel
- o Laplaciano
- o Técnica de selección por umbral
- o Binarización por histograma

Se obtuvieron resultados similares a los reportados en esta, pero con gran consumo de tiempo. Los mejores fueron la aplicación de combinaciones de pasa bajo, para eliminar ruidos de granos, con técnica de selección de umbral para la binarización de las imágenes.

Otro enfoque es la realización del filtraje a la secuencia completa, aprovechando que existen criterios de redundancia entre las imágenes de la secuencia que pueden disminuir las afectaciones provocadas por el ruido de granos y las deficiencias del equipamiento. Este criterio ha sido aplicado a imágenes angiográficas y utiliza estimados de estadísticas de alto orden espectral obtenidos aplicando transformada discreta de Fourier.⁹

Conjuntamente con el problema del filtraje se ha resuelto el del mejoramiento del contraste entre los bordes del miocardio y el resto de la imagen, objetivos que se complementan casi siempre.

Un tercer problema es el de la detección de los contornos en los cuadros que forman el ciclo. Es clásico atacar la determinación de los contornos en imágenes utilizando los tipos principales de algoritmos: basándose en la "determinación de

los bordes" o en el "crecimiento de las regiones o interiores" de los objetos.⁸ Ambos tipos se complementan y en algunos casos pueden combinarse para obtener los mejores resultados.

La mayoría de los grupos que han reportado realizar investigaciones de este tipo parten de una determinación manual, aún y cuando dicen que su procedimiento es automático. En este enfoque se prefiere llamarlo semiautomático si bien no tiene grandes diferencias con lo que plantea la literatura consultada.

En este problema particular, las imágenes presentan un contraste no uniforme, -desventaja ya señalada- y en algunas regiones no se aprecia contorno, caso en que un especialista bien entrenado asume la forma del VI y "genera" el segmento correspondiente, rellenando el hueco (gap) existente. El factor que hace inclinar la balanza por una técnica de tipo "determinación de contornos" es la posibilidad de que el médico especialista realice con un cursor el trazado de los contornos del endocardio y el epicardio sobre una imagen seleccionada de la secuencia, así como el marcado del centroide del VI en dicha vista, lo cual facilita calcular otros parámetros adicionales para el trabajo futuro como son la excentricidad, el perímetro y el área. Está comprobado en esta práctica con EcoGraf que es relativamente simple y generalmente muy confiable la medición que realiza un especialista sobre una imagen. Debe destacarse que en las pruebas realizadas para el marcaje de una secuencia, a partir del tercer cuadro ya se observan errores de consideración, lo que reafirma el planteamiento al respecto en el epígrafe la necesidad de automatización del estudio de la contractilidad segmentaria.

Partiendo de todo lo anterior, se llega a la conclusión de que es útil disponer de modelos del VI en las diferentes vistas en estudio y en distintos intervalos del ciclo cardíaco, lo que facilita la identificación de los contornos en el cuadro siguiente al actual de la secuencia. Este es el cuarto problema con el que se está trabajando. Existen dos posibilidades principales:

(a) Asumir modelos fijos cuyos parámetros están almacenados en una "base de conocimientos" y que actúan como "patrones representativos" de las "clases" correspondientes a diversos instantes del latido cardíaco.

(b) Obtener modelos particulares para cada secuencia, de forma tal que cada cuadro realiza un ajuste dinámico de sus pa-

rámetros para volcar estos resultados en el siguiente.

Entre los parámetros considerados que pueden añadirse a los ya obtenidos (centroide, perímetro, área y excentricidad), están los polinomios que caracterizan la forma del VI en las vistas analizadas. Debe destacarse que este aparece en forma elíptica en las vistas apicales o de eje largo en dos o en cuatro cámaras y en forma circular (elipse con excentricidad cercana a 1) en las vistas de eje corto a nivel de la válvula mitral y a nivel de los músculos papilares.

Existen varios tipos de representación de la forma elíptica del VI, por lo que es un subproblema de vital importancia obtener una representación que tenga la capacidad de representar esta forma con un número pequeño de parámetros y de una manera precisa. Entre los tipos de representación mencionados en la literatura⁸ se han encontrado:

(a) **Polilíneas:** Se brindan las coordenadas de los puntos en los que cambia la curvatura de la forma. Tiene en su contra la necesidad de un gasto grande de memoria, que además no es uniforme y dificulta el proceso de acoplamiento entre lo obtenido en la imagen que se está procesando y lo que se tiene como modelo.

(b) **Códigos cadena:** Consiste en guardar los cambios de dirección entre segmentos de un contorno cerrado. Se hace difícil porque en el caso estudiado existen rupturas de la continuidad y debe asumirse una dirección.

(c) **Polinomios de aproximación:** Es una de las variantes más precisas, con un número fijo de parámetros. Su desventaja radica en el acotamiento del error cuadrático medio. Si se utilizan aproximaciones de mínimos cuadrados, las idóneas son las de segundo grado, debido a que la forma es elíptica. También se puede pensar en *splines*, debido a que tienden a preservar la "suavidad" de la forma. De acuerdo con lo estudiado se piensa que este es el tipo de representación que se debe utilizar, formando entre 4 y 8 polinomios para caracterizar estos contornos.

(d) **Transformada de Hough:** Consiste en un cambio a un espacio de 4 parámetros donde la forma elíptica desempeña un papel decisivo en la determinación de los puntos donde debe encontrarse el contorno. Tiene en su favor la posibilidad de rellenar los huecos que existan en el mismo. En su contra están el elevado consumo de memoria -aunque este es fijo para el caso en estudio- y su procesamiento, aunque no muy

complejo, es idóneo para arquitecturas paralelas.

(e) **Descriptores de Fourier:** Representan la frontera de una región como una función periódica que puede expandirse en series de Fourier. Estas descripciones en el dominio de la frecuencia brindan una caracterización incrementalmente precisa de la forma de la medida en que se incluyan más coeficientes.

Una vez precisado el modelo se debe destacar la interacción entre el mismo y cada uno de los cuadros de la secuencia. Por ejemplo, si se parte de un modelo que se ajusta a partir del marcaje realizado por el especialista en la imagen seleccionada como primera a procesar, el paso siguiente deberá ser la búsqueda adecuada de los puntos pertenecientes al contorno en el próximo cuadro, para lo cual debe tenerse en cuenta la variación que introduce la captación a intervalos fijos de tiempos y la frecuencia cardíaca variable, con la consiguiente variación en los desplazamientos.

Al parecer, debe realizarse la búsqueda de los candidatos a borde partiendo del borde real que se tiene del cuadro anterior, en una vecindad seleccionada adecuadamente y tomando puntos de referencia que no varíen mucho de un cuadro a otro, como pueden ser una malla generada,³ un conjunto de bloques de tamaño $N \times N$ en las dos direcciones principales.

1. Del centroide al punto de borde del cuadro anterior.

2. Del punto previo en el cuadro anterior al punto actual en el cuadro anterior,⁵ lo que facilita la búsqueda de los candidatos a borde en el cuadro actual.

Como se ha expuesto anteriormente, se consideran punto de borde, según la literatura clásica, aquellos que representan una mayor magnitud de cambio de intensidad con respecto a parte de sus vecinos, teniendo siempre presente la preservación de la forma elíptica del ventrículo izquierdo.

Conclusiones

Los resultados obtenidos han sido:

1. Captura de una secuencia de ocho imágenes, correspondientes a un latido, en un segundo; con un tiempo de 125 ms entre cuadros consecutivos.

2. Comprobación de los algoritmos de filtraje de imágenes reportados en la li-

teratura, con mejores resultados utilizando la combinación de pasa bajo, para eliminar ruidos de granos, con técnica de selección de umbral para la binarización.

Las pruebas realizadas hasta el momento con la configuración descrita hace pensar que es factible el desarrollo de un sistema semiautomatizado que sea capaz de capturar la secuencia de imágenes correspondientes a un latido cardíaco, lo que ya es resultado, que el especialista médico con un cursor habilitado sobre la imagen marque los contornos endocárdico y epicárdico del VI y realizar la búsqueda de los mismos en los siguientes cuadros con un aceptable nivel de precisión -comparable al de los especialistas- en un tiempo no muy elevado, lo que redundaría en la obtención cuantitativa de los porcentajes de movimiento del endocardio y del acortamiento del grosor de las paredes en cada uno de los segmentos en que se divide para su estudio el VI en las vistas clásicas mencionadas.

Referencias

1. GERARD, T.; M. B. WILKINS & A. E. WEYMAN: "Long-Term Evolution of Myocardial Infarction as Assessed by Echocardiography"; *Echocardiography: A Review of Cardiovascular Ultrasound*, Vol. 3, No. 5, pp. 399-414, 1986.
2. MAES, L.; et al.: "Automated Contour Detection of the Left Ventricle in Short Axis View and Long Axis View on 2D Echocardiograms"; *Proceedings of Computer in Cardiology*, pp. 603-606, Chicago, Illinois, September, 1990.
3. MONTEIRO, A. P.; J. P. MARQUES DE SA & ABREU-LIMA: "Echocardiographic Image Processing for Left Ventricle Characterization with a Low Cost Computer System", pp. 472-476, *MEDINFO 89, Proceedings of the Sixth Conference on Medical Informatics*, Beijing, China, October 16-20 and Singapore, Republic of Singapore, December 11-15, 1989.
4. FRIEDLAND, N. S.: "Cavity Boundary Detection from Sequential Echocardiograms Using a Temporally Adaptive Multilevel Energy Function", *Proceedings of Computer in Cardiology*, pp. 427-430, Chicago, Illinois, September, 1990.
5. HAREUVENI, O.; D. ADAM & B. PASHKOFF: "Spatial and Temporal Processing of

Cine Echocardiographic Scan Images; Automated Myocardial Border Tracking", 0276-6574/1985/0000/0073-0078 IEEE, 1985.

6. LAMBERTI, C.; A. GUIDAZZOLI & F. SGALLAR: "Image Regularization for Echocardiography Digital Processing", *Time Varying Image Processing and Moving Object Recognition*, 2, *Proceedings of the 3rd International Workshop*, pp. 173-180, Florence, Italy, May 29-31, 1989.
7. EIHO, S.; N. ASADA; & M. KUWAHARA: "Microcomputerized Image Processing System for 2-D Echocardiography and 3-D Reconstruction of the Left Ventricle", *Automédica*, Vol. 10, pp. 33-47, 1988.
8. BALLARD, D. H. & C. M. BROWN: *Computer Vision*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey, 1982.
9. CHAN, C. L. & B. J. SULLIVAN: "Nonlinear Model-Based Spatio-Temporal

Filtering of Image Sequences", *Proceedings ICASSP 91*, pp. 2989-2992, Toronto, Canadá, May, 1991.

10. ARANDA, J. J.: "Implementación del algoritmo de Huffman para la comprensión de ficheros"; *Revista CID, Electrónica y Proceso de Datos*, No. 19, pp. 4-6, Ciudad de La Habana, 1989.

JUAN JOSE ARANDA ABOY. Licenciado en Ciencias de la Computación, Investigador Auxiliar, Profesor Auxiliar Adjunto, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría (ISPJAE). Trabaja en investigaciones sobre detección automática de contornos en imágenes médicas
GISELA MONTES DE OCA COLINA. Licenciada en Cibernética Matemática, Investigadora Agregada. Trabaja en investigaciones sobre el procesamiento de imágenes
GEMMA MARIA RODRIGUEZ BENITEZ. Licenciada en Cibernética Matemática, Aspirante a Investigadora. Trabaja en investigaciones sobre el procesamiento digital de imágenes

En este número

TEMATICAS

- ☐ Equipos e Instrumentos
- ☐ Microelectrónica
- ☐ Automática y Electrónica
- ☐ Hardware
- ☐ Software
- ☐ Comunicaciones
- ☐ Robótica
- ☐ Procesamiento de Imágenes
- ☐ Procesamiento de Señales
- ☐ Tecnología